

## ULTRASONIC DOPPLER DIAGNOSTIC SYSTEM

**Patent number:** JP6285065

**Publication date:** 1994-10-11

**Inventor:** SANO AKIHIRO

**Applicant:** TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO

**Classification:**

- international: **A61B8/06; A61B8/08; G01P5/00; A61B8/06; A61B8/08; G01P5/00; (IPC1-7): A61B8/06; G01P5/00**

**- european:**

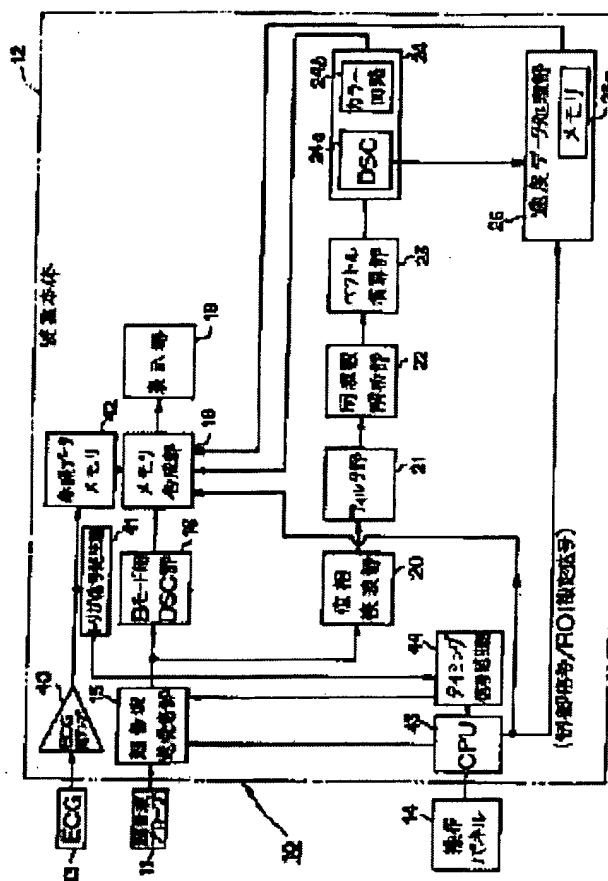
**Application number: JP19930074448 19930331**

**Priority number(s):** JP19930074448 19930331

**Report a data error here**

## Abstract of JP6285065

**PURPOSE:** To display the arithmetic result corresponding to the time direction and to improve the diagnostic accuracy by detecting the movement speed of the moving parts such as the myocardium and blood vessel wall over plural frames with the use of the ultrasonic Doppler method and computing the characteristic amount of the movement of the diagnostic parts based on the movement speed. **CONSTITUTION:** A device main body 12 which processes the reception signal of an ultrasonic probe 11 connects a B-mode digital scanning converter section 16 converting echo data for ultrasonic scanning into the reference TV scanning data to the output of an ultrasonic wave sending/receiving section 15 and a phase detection section 20. The phase detection section 20 outputs only the low-frequency Doppler signal to a filter section 21, where the excess Doppler components such as the valve movement other than the heart valve and the blood flow are removed. A Doppler signal after the filtering is processed by a frequency analyzing section 22 and sent as color Doppler information to a vector arithmetic section 23. The absolute speed of the myocardium is estimated and the estimated result is displayed corresponding to the time direction on a display device 19.



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-285065

(43)公開日 平成6年(1994)10月11日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

A 6 1 B 8/06

G 0 1 P 5/00

識別記号

庁内整理番号

9361-4C

C 7907-2F

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数17 O L (全 15 頁)

(21)出願番号 特願平5-74448

(22)出願日 平成5年(1993)3月31日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 佐野 昭洋

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

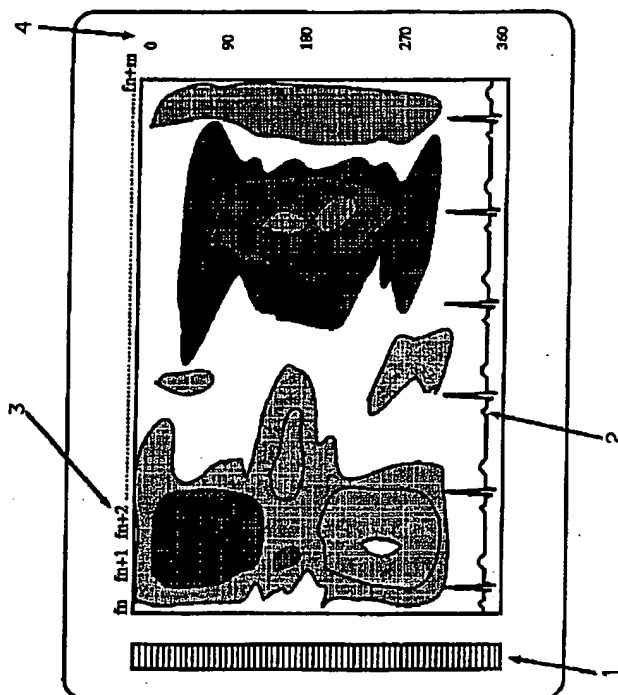
(74)代理人 弁理士 波多野 久 (外1名)

(54)【発明の名称】 超音波ドブラ診断装置

(57)【要約】

【目的】表示画面を観察するだけで器官の運動状態を容易に把握でき、器官の機能低下や異常を定量的、高精度且つ迅速に評価可能にする。

【構成】心筋などの運動する器官を超音波ビームでフレーム毎に繰り返し走査して超音波エコー信号を得る手段と、超音波エコー信号に基づいて診断部位の断層像とカラー血流像とを重畳表示する手段とを備えた。超音波エコー信号に基づいて器官の運動速度を各フレームのサンプルボリューム毎に演算する手段と、断層像上で任意の基準座標点を設定可能な手段と、各フレームの断層像上で基準座標点から放射状に延びるラスタに準じた演算領域を設定する手段と、演算された各フレームの運動速度に基づいて器官の運動の特徴量を演算領域毎に演算する手段と、各フレームの特徴量を演算領域の放射状配置の位置をパラメータとした二次元画像データに座標変換する手段と、変換された画像データをモニタ上の時間軸に対応させて逐次表示する手段とを備えた。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 心筋や血管壁などの運動する器官を含む診断領域を超音波ビームでフレーム毎に繰り返し走査して超音波エコー信号を得る走査手段と、この超音波エコー信号に基づいて上記診断部位の断層像とカラー血流像とを重畳表示する画像表示手段とを備えた超音波ドブラ診断装置において、上記超音波エコー信号に基づいて上記器官の運動速度を各フレームのサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、上記断層像上で任意の基準座標点を設定可能な座標設定手段と、上記各フレームの断層像上で上記基準座標点から放射状に延びるラスタに準じた演算領域を設定する領域設定手段と、上記速度演算手段により演算された各フレームの運動速度に基づいて上記器官の運動の特徴量を上記演算領域毎に演算する特徴量演算手段と、この特徴量演算手段により演算された各フレームの特徴量を上記演算領域の放射状配置の位置をパラメータとした二次元画像データに座標変換する座標変換手段と、この座標変換手段により変換された画像データをモニタ上の時間軸に対応させて逐次表示する特徴量表示手段とを備えたことを特徴とする超音波ドブラ診断装置。

【請求項2】 前記座標変換手段は、前記特徴量演算手段により演算された特徴量の大きさ及び方向を表す変換処理を行う特徴量処理手段を含む請求項1記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項3】 前記特徴量処理手段は、前記特徴量の大きさに応じて当該特徴量を輝度変調し且つ前記基準座標点に向かう速度成分とその逆方向の速度成分に異なる色調を付す手段である請求項2記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項4】 前記特徴量処理手段は、前記基準座標点に向かう速度成分とその逆方向の速度成分の絶対値をグレイスケール表示又はカラー表示に対応した画像データに変換する手段である請求項2記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項5】 前記特徴量処理手段は、前記走査手段の超音波プローブに近づく速度成分と遠ざかる速度成分に異なる色調を付す手段である請求項2記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項6】 前記特徴量処理手段は、前記走査手段の超音波プローブに近づく速度成分と遠ざかる速度成分の絶対値をグレイスケール表示又はカラー表示に対応した画像データに変換する手段である請求項2記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項7】 前記特徴量処理手段は、前記特徴量演算手段の演算結果を用いてワイヤフレーム表示に対応した画像データを形成する手段である請求項2記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項8】 前記領域演算手段が設定する演算領域は、前記ラスタ上の所定範囲である請求項1記載の超音

波ドブラ診断装置。

【請求項9】 前記領域演算手段が設定する演算領域は、前記ラスタの複数本が集合して形成される前記基準座標点周りの放射状の範囲である請求項1記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項10】 前記座標設定手段は、前記任意の基準座標点を自動又は手動で設定可能な手段である請求項8又は9記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項11】 前記領域演算手段は、前記基準座標点を中心とした当該座標点の周囲の関心領域を指定する機構を備えた請求項10記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項12】 前記関心領域指定機構は任意の半径の円形ROIを指定する機構である請求項11記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項13】 前記円形ROIは前記基準座標点を同一中心点とする2つの同心円状のROIであり、前記演算領域は上記2つのROIによりその放射状の方向が指定される請求項12記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項14】 前記関心領域指定機構は任意の複数点を結んで任意形状の関心領域を指定する機構である請求項11記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項15】 前記特徴量演算手段は、前記速度演算手段の演算値に基づいて前記演算領域毎の平均速度、最大速度、又は最小速度を演算する手段である請求項1記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項16】 前記特徴量演算手段は、前記速度演算手段の演算値に基づいて前記演算領域毎の速度分散を加えた特徴量を演算する請求項1記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項17】 前記特徴量演算手段は、前記速度演算手段の演算値に基づいて前記演算領域毎の運動加速度を演算する手段である請求項1記載の超音波ドブラ診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、心筋梗塞、狭心症などの虚血性心疾患、肥大型心筋症などの左室拡張障害、WPW症候群などの刺激伝導系の異常などを有効に診断できる超音波ドブラ診断装置に係り、とくに、超音波ドブラ法を用いて心筋（心臓壁）や血管壁などの運動部位の運動速度を複数フレームにわたって検出し、その運動速度に基づいて診断部位の運動の特徴量を演算し、その演算結果を時間方向に対応させて表示できる超音波ドブラ診断装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】現在、心臓や血管の機能を定量的に評価することは、心臓病の診断にとって必須となっており、各種の診断方法が試みられている。

【0003】この内、超音波による診断においては、例えば心臓左室のリアルタイムのBモード断層像を観察す

ることで行われることが多かった（左室は心臓の機能評価の中心になる）。虚血性心疾患、左室拡張障害、刺激伝導系の異常など、病状がかなり進んで重度の場合、この観察でも、ある程度の診断が可能ではある。

【0004】また、近年、より高度な、専門化された診断法もいくつか提案されている。例えば、虚血性心疾患の診断に専門の左室壁運動解析法がある。この解析法は、左室の収縮期と拡張期における心筋の厚みの変化を測定して、厚みの変化が少ない部位を「収縮能が低下した部位」、即ち「虚血部位」と診断するものである。この解析のアルゴリズムには種々の方式が考えられており、そのいずれにおいても、Bモード断層像を用いて、収縮末期及び拡張末期における左室心内膜又は心外膜のトレースを行って、そのトレース情報を用いて測定している。

【0005】また、心筋梗塞を診断する方法として、ストレスエコー法も知られている。この診断方法は、運動、薬物、電気刺激などにより心臓に負荷を与え、この負荷の前後における心臓の超音波断層像（Bモード像）を夫々録画しておく。そして、負荷をかける前と後の画像を一つのモニタに並列に表示し、心臓の収縮期と拡張期における心筋の厚みの変化（心筋は通常、収縮期に厚くなる）を比較し、梗塞部位を検出するものである。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した各種の診断方法には、以下のように種々の不都合があった。

【0007】まず、Bモード断層像を目視・観察する診断の場合、モニタ画面は単にリアルタイム像を表示しているだけであるから、器官の機能低下の判定や異常組織の識別が難しく、虚血性心疾患における局所的な収縮能低下部位、左室拡張障害、及び刺激伝導系の異常壁運動の位置と広がりなどの詳細な情報を得ることは、相当に熟練を積んだ医師であっても實際上、困難であった。

【0008】また、左室壁運動解析法は虚血性心疾患に専門の診断法であり、汎用性に乏しい。

【0009】ましてや、前述した左室拡張障害の客観的診断、及び、刺激伝導系の異常壁運動の位置と広がり等の検出についても、超音波診断装置を用いた有用且つ簡便な診断法は未だ確立されていない。

【0010】この発明は、上述した従来の診断法の不都合に鑑みてなされたもので、表示画面を観察するだけで診断部位の器官の運動状態を容易に把握でき、その器官の機能低下や異常を定量的、高精度且つ迅速に評価可能な超音波ドブラ診断装置を提供することを目的とする。また、虚血性心疾患のみならず、正常部位に対して異常部位の運動速度が異なる症例（WPWなど）等、心筋や血管壁などの収縮中心を持つ運動部位の診断に幅広く適用可能な超音波ドブラ診断装置を提供することを目的とする。さらに、診断のために心臓に負荷を与える必要も

なく、患者に不快感を与えず診断可能な超音波ドブラ診断装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成させるため、この発明に係る超音波ドブラ診断装置にあっては、心筋や血管壁などの運動する器官を含む診断領域を超音波ビームでフレーム毎に繰り返し走査して超音波エコー信号を得る走査手段と、この超音波エコー信号に基づいて上記診断部位の断層像とカラー血流像とを重畳表示する画像表示手段とを備え、さらに、上記超音波エコー信号に基づいて上記器官の運動速度を各フレームのサンプルボリューム毎に演算する速度演算手段と、上記断層像上で任意の基準座標点を設定可能な座標設定手段と、上記各フレームの断層像上で上記基準座標点から放射状に延びるラスタに準じた演算領域を設定する領域設定手段と、上記速度演算手段により演算された各フレームの運動速度に基づいて上記器官の運動の特徴量を上記演算領域毎に演算する特徴量演算手段と、この特徴量演算手段により演算された各フレームの特徴量を上記演算領域の放射状配置の位置をパラメータとした二次元画像データに座標変換する座標変換手段と、この座標変換手段により変換された画像データをモニタ上の時間軸に対応させて逐次表示する特徴量表示手段とを備えたことを主要部とする。

【0012】

【作用】心臓の短軸断層象のエコー信号や心筋などの運動器官によってドブラ偏移を受けた超音波エコー信号が得られ、これらのエコー信号に基づき診断部位の断層像とカラー血流像とが重畳表示される。さらに、超音波エコー信号のドブラ偏移に基づいて上記器官の運動速度が各フレームのサンプルボリューム毎に演算される。一方、断層像上で任意の基準座標点が設定されると、各フレームの断層像上で基準座標点から放射状に延びるラスタに準じた演算領域（例えば放射状に延びるラスタの所定範囲、そのラスタの複数本が集まって形成される放射状の所定領域）が設定される。各フレームのサンプルボリュームの運動速度に基づいて器官の運動の特徴量（平均速度、最大速度、最小速度、速度分散、加速度など）が演算領域毎に演算され、この演算された各フレームの特徴量が演算領域の放射状配置の位置をパラメータとした二次元画像データに座標変換される（このとき、速度の大きさは輝度変調によって表され、方向は色調の違いによって表されることが望ましい）。この変換画像データは、モニタ上の時間軸に対応させて逐次表示される。

【0013】この結果、モニタ画面上では例えば、横軸に時間軸（フレーム方向）、縦軸に演算領域、すなわち診断対象の各部の、基準座標点周りの位置（角度）、及び運動の特徴量（例えばラスタ上の平均速度）の方向が色の変化（基準座標点に向かう赤、その反対に基準座標点から半径方向に向かう青）、及びその特徴量の大きさ

が輝度の変化で表現される。横軸が時間軸となっており、同時刻の情報が縦軸方向に直線的に配列されるので、各部の運動情報の時相差を容易に目視・識別できる。また、例えば心筋の同時刻における外膜と内膜の厚み変化の様子も容易にかつ迅速に判断できる。

#### 【0014】

【実施例】図1～図8に基づき第1実施例を説明する。この第1実施例は、超音波ドプラ法を用いて心筋（心臓壁）や頸動脈のCFM（カラーフローマッピング）画像を得る場合に適用したものである。

【0015】図1には、超音波ドプラ診断装置のブロック構成を示す。図に示すように、この超音波ドプラ診断装置10は、被検者との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ11と、この超音波プローブ11を駆動し且つ超音波プローブ11の受信信号を処理する装置本体12と、この装置本体12に接続され且つ心電情報を検出するECG（心電計）13と、装置本体12に接続され且つオペレータからの指示情報を装置本体に出力可能な操作パネル14とを備える。

【0016】装置本体12は、その扱う信号経路の種別に拠り超音波プローブ系統、ECG系統及び操作パネル系統に大別することができる。超音波プローブ系統としては、超音波プローブ11に接続された超音波送受信部15を備え、この超音波送受信部15の出力側に配置されたBモード用DSC（デジタルスキャンコンバータ）部16、メモリ合成部18及び表示器19を備える一方、同じく超音波プローブ11に接続された、カラーフローマッピング（CFM）のための位相検波部20、フィルタ部21、周波数解析部22、ベクトル演算部23、CFM用DSC部24、速度データ処理部26を備えている。また、ECG系統としては、ECG13に接続されたECG用アンプ40を備え、このアンプ40の出力側に接続されたトリガ信号発生器41及び参照データメモリ42を備える。さらに、操作パネル系統としては、操作パネル14からの操作情報を入力するCPU（中央処理装置）43と、このCPU43の管理下に置かれるタイミング信号発生器44とを備える。なお、CPU43は、オペレータが操作パネル14を介して指令したROI（関心領域）の設定信号や制御信号を必要な各構成に供給できるようになっている。

【0017】超音波プローブ11は、短冊状の複数の圧電振動子を配列させたトランスデューサを内蔵している。各圧電振動子は、超音波送受信部15からの駆動信号によって励振できる。各駆動信号の遅延時間を制御することにより、スキャン方向を変更してセクタ電子走査可能になっている。超音波送受信部15の遅延時間パターンは、後述するタイミング信号発生器44から送られてくる基準信号を基準時として、CPU43により制御される。超音波送受信部15は、スキャン方向に対応して遅延時間パターンが制御された駆動電圧信号を超音波

プローブ11に出力する。この駆動電圧信号を受けた超音波プローブ11は、そのトランスデューサにおいて電圧信号を超音波信号に変換する。この変換された超音波信号は、被検者の器官に向けて送波される。この送波された超音波信号は、心臓を含む各組織で反射され、再び超音波プローブ11に戻ってくる。そこで、プローブ11内のトランスデューサでは反射超音波信号が再び電圧信号（エコー信号）に変換され、そのエコー信号は超音波送受信部15に出力される。

10 【0018】上記超音波送受信部15の信号処理回路は、送信時と同様に、入力したエコー信号に遅延をかけて整相加算し、スキャン方向に超音波ビームを絞ったと等価なエコービーム信号を生成する。この整相加算されたエコービーム信号は、検波された後、Bモード用DSC部16に出力される。このDSC部16は超音波走査のエコーデータを標準テレビ走査のデータに変換し、メモリ合成部18に出力する。

20 【0019】一方、超音波送受信部15で処理されたエコー信号は、位相検波部20にも出力される。位相検波部20はミキサとローパスフィルタを備える。心筋のような運動をしている部位で反射したエコー信号は、ドプラ効果によって、その周波数にドプラ偏移（ドプラ周波数）を受けている。位相検波部20はそのドプラ周波数について位相検波を行い、低周波数のドプラ信号のみをフィルタ部21に出力する。

30 【0020】フィルタ部21は、運動速度の大きさが「心筋<弁<血流」の関係にあることを利用して、位相検波されたドプラ信号から、心臓壁以外の弁運動、血流などの不要なドプラ成分を除去し、超音波ビーム方向の心筋のドプラ信号を効率良く検出する。この場合、フィルタ部21はローパスフィルタとして機能する。

40 【0021】上記フィルタ部は既に実用化されている、血流情報を得るためのカラードプラ断層装置にも搭載されているものである。この血流情報を得るカラードプラ断層装置の場合には、血流と心臓壁、弁運動とのドプラ信号が混在した信号に対してハイパスフィルタとして機能させ、血流以外のドプラ信号を除去している。このため、フィルタ部は装置の目的に応じてローパスフィルタとハイパスフィルタとを切換可能にすることで汎用性を高めることができる。

50 【0022】フィルタ部21でフィルタリングされたドプラ信号は、次段の周波数解析部22に出力される。周波数解析部22は、超音波ドプラ血流計測で用いられている血流信号（ドプラ信号）の代表的な周波数分析法である、FFT法及び自己相関法を応用するものであり、各フレーム（1断面）の個々のサンプルボリュームにおける観測時間（時間窓）内での平均速度や最大速度を演算する。具体的には、例えば、FFT法又は自己相関法を用いてスキャン各点の平均ドプラ周波数（即ち、その点での観測対象の運動の平均速度）や分散値（ドプラス

7

ベクトラムの乱れ度)を、さらにはFFT法を用いてドプラ周波数の最大値(即ち、その点での観測対象の運動の最大速度)等をリアルタイムで演算する。このドプラ周波数の解析結果はカラードプラ情報として次段のベクトル演算部23に出力される。

【0023】ベクトル演算部23は、心筋などの運動の絶対速度(ここでは、物体の運動方向の速度 $V$ それ自体を言い、2次元の座標系におけるベクトル量(大きさ及び方向を有する))を推定演算するものである。

【0024】超音波ドプラ法により直接検出される移動物体の速度は、ビームと物体の移動方向とのなす角度を $\theta$ としたとき、超音波ビーム方向の速度成分「 $V \cdot \cos \theta$ 」である。しかし、実際に得たい速度は、絶対速度 $V$ である。この絶対速度ベクトルの推定方式には、(i)

移動物体の目標位置に向けて、開口位置及び入射角の異なる2方向から超音波ビームを個別に照射し、各々のビーム照射で得られるドプラ偏移周波数に基づいて推定する方式、(ii) 開口は同一であって照射方向が僅かに異なる2方向の超音波ビームのドプラ偏移周波数(動径成分)からビームに直角の方向の成分(接線成分)を求め、係る絶対速度ベクトルを推定する方式など、種々のものがある。これらの推定方式は超音波ドプラ血流計測装置に用いられているが、心筋及び血管壁の運動速度ベクトルの推定にも適用できる。

【0025】以上のようにして絶対速度 $V$ を演算できることから、超音波送受信部15は、上述した2方向からの超音波ビームの送受信に対応すべく遅延及び開口制御を行うようになっている。

【0026】ベクトル演算部23において、各サンプルボリューム毎に演算された絶対速度ベクトル $V$ のデータは、次段のCFM用DSC部24に出力される。CFM用DSC部24は、走査方式変換用のDSC24aと速度データをカラー化するためにルックアップ用テーブルを備えたカラー回路24bとを備えている。このため、ベクトル演算部23にて演算されたサンプルボリューム毎の2次元の絶対速度ベクトルは、DSC24aで超音波走査信号が標準テレビ走査信号に変換されると共に、カラー回路24bでカラー表示用データに変換され、その変換信号が前記メモリ合成部18に出力される。カラー回路24bでは、従来周知のように超音波ビームに近づく運動を赤、超音波ビームから遠ざかる運動を青で示す色付けがなされる。

【0027】速度データ処理部26は、前記CPU43からの指令に呼応して後述する処理を適宜実施するコンピュータを備えており、DSC24aのフレームメモリの記憶データを流用して本発明の趣旨に沿った画像データに加工し、メモリ合成部18に出力する。この速度データ処理部26は、後述する座標変換時に使用する画面表示用メモリ26aを有している。

【0028】一方、前述したECG13は被検者の各心

8

時相の心電図情報を検出するようになっている。この検出信号は、ECG用アンプ40を経てトリガ信号発生器41及び参照データメモリ42に各々出力される。この内、参照データメモリ42は各心時相における心電図情報を記憶しておき、必要に応じて必要な情報をメモリ合成部18に供給する。トリガ信号発生器41は、各心時相のタイミング情報を前記タイミング信号発生器44に知らせるようになっている。タイミング信号発生器44は、通常、操作パネル14からの指示に応じて超音波送受信部15における遅延時間パターンを制御するCPU43のコントロール下にあるが、トリガ信号発生器41から各心時相のタイミングが告知されると、超音波送受信部15に対して超音波送受のための基準信号を発振する。

【0029】上述したようにメモリ合成部18には、Bモード用DSC部18から出力されたBモード画像信号、CFM用DSC部25から出力されたCFM(カラードプラ断層)のカラー画像信号、速度データ処理部26から運動の特徴量の時間変化表示用データ、さらには必要に応じて前記参照データメモリ42からの心電図情報が入力するようになっている。メモリ合成部18では、それらの入力信号データが適宜重畳され、また並列に並べられて表示器19に出力される。表示器19はここではCRTで成る。

【0030】続いて、図2～図8に基づいて、速度データ処理部26の処理を説明する。速度データ処理部26は、例えば心筋のCFM画像を得ている状態においてCPU43からの制御信号の入力に応じて起動し、図2の処理を開始する。

【0031】図2ステップ50では、CFM像を重畳させた心臓短軸像(Bモード像)上において、図3に示す如く、オペレータが例えば操作パネル14のトラックボールなどを使ってカーソルを移動し、最終的に指定されたカーソル位置をマニュアル設定に基づく基準座標点O( $X_0$ ,  $Y_0$ )として設定する。これにより、通常、画面上の心筋の重心と思われる位置が基準座標点Oとして設定される。

【0032】なお、この基準座標点Oは画面上の座標値、深さ、方位方向距離をキーボードより数値入力することにより設定してもよい。

【0033】次いでステップ51では、上述した基準座標点Oに基づいたROI(関心領域)が設定される。つまり、速度データ処理部26は、図4に示すように、基準座標点Oを中心として半径 $r$ なる円形のROIを設定する。このときの半径 $r$ の値は、操作パネル14上のトラックボール、キーボードなどによりオペレータが自由に設定できる。

【0034】次いでステップ52では、基準座標点O( $X_0$ ,  $Y_0$ )を中心として、この中心点から0度～360度まで間を、任意の角度 $\theta$ 毎に分けられた、等間隔

な放射状に延びるラスタ1, 2, ..., nが画像上に設定される。ここでのラスタ1, ..., nの分割数、即ち角度 $\theta$ は速度データ処理時にオペレータが随時指定してもよいし、また速度データ処理部26のプログラム内に固定データとして予め持っていてよい。

【0035】次いでステップ53に移行し、上述した放射状のラスタ1(..., n)上の心筋の絶対速度データをDSC24aから読み込んで、心筋の絶対速度の平均値(例えば単純加算平均)、最大値、最小値、中央値などの速度情報(運動の特徴量)をラスタ1, ..., n毎に演算する(図5参照)。ここでの演算は、各ラスタ1

(..., n)について始点である基準座標点O( $X_0$ ,  $Y_0$ )からROIで指定される終点までの直線範囲(演算領域)のみで実行され、無駄な演算を行わないようになっている。

【0036】次いでステップ54では、上述した演算結果が画面表示用メモリ26aに書き込まれる。この演算結果は心筋の絶対速度の加算平均などの値であり、基準座標点O( $X_0$ ,  $Y_0$ )を中心とする円周状の部位の値である。図6には配列nを有する1次元の画面表示用メモリ26aを模式的に示す。各ラスタ1(..., n)毎に演算した結果が、画面表示用メモリ26aに変換される。これにより、円周状情報としての演算結果(平均値など)が直線的なデータ列に座標変換される。

【0037】次いでステップ55では、変換されたデータ列が速度の大きさに応じて輝度変調される。この輝度情報に変換する手法は、(i)：速度の大きさ(絶対値)のみを変換する手法、及び(ii)：運動の方向と速度の大きさを変換する手法に分けられる。(i)の手法としては、(ia)：単色を用いて速度の大きさに応じて輝度を変える、及び(ib)：速度の大きさに応じて色を変える、手法がある。(ii)の手法としては、図7に示す如く、運動の方向を色で表し(超音波ビームに近づく運動を赤、超音波ビームから遠ざかる運動を青、又は、心筋の場合は収縮運動を赤、拡張運動を青)且つその大きさを輝度で表す手法がある。

【0038】なお、この輝度変調は、ステップ54に係る各ラスタの座標変換(メモリ書込み)を実行しながら、並行して行うようにしてもよい。

【0039】さらにステップ56では、画面表示メモリ26aに書き込まれた画像データが、メモリ合成部18を介して表示器19に送られ、リアルタイム表示される。従来からの計測方法としてMモード法があるが、これは、Mモードマーカ上フレーム毎(時間方向)の輝度変化を画面上の横方向にスイープさせてリアルタイムで表示する。この実施例の表示は図8に示す如く、M

$$X_0 = \frac{1}{6S} \sum_{i=1}^m (X_i Y_i - X_{i+1} Y_i) (X_i + X_{i+1})$$

モード表示方法と同様にフレーム毎(時間方向)にリアルタイムに画面上をスイープし、基準座標点O( $X_0$ ,  $Y_0$ )を中心に放射状に演算した運動の特徴量(平均値など)の輝度変調データを縦軸にとって表わす。図8において、符号(1)は心筋などの測定器官の運動方向と運動速度の大きさに対する色及び輝度を示すバー、符号(2)はECG表示に係る曲線(ECGレベル及び画面上の位置は変更可能)、符号(3)はfn番目のフレームからfn+m番目のフレームが横軸方向にリアルタイムにスイープされることを示す記号列(オペレータが見る画面には実際には表示されない)、符号(4)は基準座標点O( $X_0$ ,  $Y_0$ )を中心に設定された放射状ラスタの位置又は角度を示すアノテーション、である。

【0040】この後、速度データ処理部26の処理はステップ53に戻され、上述した処理がリアルタイムに繰り返される。

【0041】このように、オペレータが任意に設定した基準座標点O( $X_0$ ,  $Y_0$ )を中心にした放射状ラスタ1, ..., nに沿って、サンプルボリューム毎の心筋各部の運動の特徴量(例えば平均速度)が演算される。そして、その円周状の特徴量情報のデータが直線的なデータ列に変換されるとともに、輝度変調される。この輝度変調された直線的なデータ列は、画面上で横軸(時間軸)方向にリアルタイムでスイープされる。この結果、例えば図8に示す画面が得られる。同図から分かるように、ある時刻における心筋各部(即ち放射状ラスタの位置)の速度がどのようになっているかが一目瞭然となる。例えば、ある特定の部位(画面縦軸方向のある特定の位置)の速度が他の部位のそれよりも小さいことなどを容易に観察できる。

【0042】以下に、上記実施例の構成を一部変更した、この発明の第2実施例～第11実施例を図9～図20に基づき説明する。

【0043】第2実施例を図9により説明する。この実施例は、基準座標点Oの設定手法の別の例に係り、速度データ処理部26は図2記載の一連の処理を実行するとき、そのステップ50で以下のように処理する。つまり、表示されている画像に対して操作パネル14のトラックボールにより、心筋などの器官の辺縁に数点の座標点P1...を設定し、それらの座標点P1...を頂点とする多角形の重心を演算し、その重心位置を前記基準座標点O( $X_0$ ,  $Y_0$ )に指定する。この重心の位置( $X_0$ ,  $Y_0$ )は、例えば以下の式から演算により求めることができる。

【0044】

【数1】



11

$$Y_0 = \frac{1}{6S} \sum_{i=1}^m (X_i Y_i - X_{i+1} Y_i) (Y_i + Y_{i+1})$$

ただし、上記式中、 $m$ は入力した輪郭点列の個数、 $X_i$ 、 $Y_i$ は基準輪郭点列の座標( $i=1, 2, \dots, m$ )、 $X_{m+1}=X_1$ 、 $Y_{m+1}=Y_1$ である。また、 $S$ は輪郭点を頂点とする多角形の面積であり、次式で与え\*

$$S = \frac{1}{2} \sum_{i=0}^m (X_i Y_{i+1} - X_{i+1} Y_i)$$

【0046】第3実施例を図10により説明する。この実施例は、ROIの設定手法の別の例に係り、速度データ処理部26は図2記載の一連の処理を実行するとき、そのステップ51で以下のように処理する。例えば、トラックボールにより、任意座標点 $P_a$ を含み且つ心筋内膜を囲む任意形の軌跡を描き、これを指定ROIとするものである。

【0047】第4実施例を図11により説明する。この実施例は運動の特徴量の演算法に対する別の例に係り、速度データ処理部26は図2記載の一連の処理を実行するとき、そのステップ53で以下のように処理する。即ち、心臓短軸像において、基準座標点 $O(X_0, Y_0)$ を中心にした放射状ラスタ毎に内膜位置と外膜位置を例えば所定しきい値で白黒画像値を弁別して検出し、この内膜位置及び外膜位置のみ、絶対速度の平均値、最大値、最小値、中央値などを演算し、運動の適宜な特徴量(平均値など)を求める。このとき、内膜位置及び外膜位置以外の部位については演算を省略する。これにより、処理速度が早くなる。

【0048】さらに、第5実施例を図12により説明する。この実施例は、同じく運動の特徴量の演算法に対する別の例に係り、速度データ処理部26は図2記載の一連の処理を実行するとき、そのステップ53で以下のように処理する。即ち、基準座標点 $O(X_0, Y_0)$ を中心にした放射状ラスタ毎に速度情報の平均値、最大値、最小値、中央値などを演算し、さらに、予め設定した複数本の隣接ラスタ同士を1グループとし、そのグループ毎に特徴量(速度の平均値、最大値、最小値、又は中央値)の代表値を決める。この代表値は結局、図12に示すように、放射状の演算範囲1, 2...を代表する特徴量となる。そこで、前述した第1実施例と同様に座標変換及び輝度変調する。これにより、基準座標点 $O(X_0, Y_0)$ を中心とする厚みのある円周状部位を所定数のブロックに分け、ブロック相互の運動状況を視覚的に把握できる。

【0049】さらに、第6実施例を図13により説明する。この実施例は、同じく特徴量の演算法に対する別の例に係り、速度データ処理部26は図2記載の一連の処理を実行するとき、そのステップ53で以下のように処理する。即ち、心臓短軸像において、基準座標点 $O$

\*られる。

【0045】

【数3】

( $X_0, Y_0$ )を中心にした放射状ラスタ毎に内膜位置と外膜位置を例えば所定しきい値処理で個々に検出し、この内膜位置及び外膜位置に対してのみ、絶対速度の平均値、最大値、最小値、又は中央値などを演算し、速度の適宜な特徴量(平均値など)を内膜位置及び外膜位置夫々について求める。このとき、内膜位置及び外膜位置以外の部位については演算が省略される。さらに、所定の複数本の隣接ラスタ同士を1グループとし、そのグループ毎且つ内膜、外膜位置毎に特徴量に対する代表値を決める。このラスタグループ各々の代表値が、第1実施例と同様に座標変換及び輝度変調される。これにより、演算速度も早く、基準座標点 $O(X_0, Y_0)$ を中心とする円周状部位を所定数に分けた複数ブロックの、ブロック相互間の運動状況を視覚的に容易に把握できる。

【0050】さらに、第7、第8実施例を図14、図15に基づき説明する。これらの実施例は、図2ステップ56の表示指令、速度データ演算部26、及びメモリ合成部18の処理に拠って達成できるものである。この内、第7実施例に係る図14記載の表示例は、Bモード断層像及び／又はCFM像と、前述した図8記載の特徴量の時間変化像とを同時に表示するようにしたものである。また第8実施例に係る図15記載の表示例は、速度データ処理部26において、前述したカラーの輝度変調の代わりに白黒の輝度変調を行い、特徴量の時間変化像をグレイスケール表示(白黒の輝度変調像)するようにしたものである。このとき、図示のように、Bモード断層像及び／又はCFM像と同時表示することもできる。

【0051】このように、虚血性心疾患や心筋症などの心筋収縮・拡張時の正常部位と異常部位の時相差や、心臓内膜と外膜の変位や速度差を容易に判断でき、従来にない有効な診断装置となる。また、この実施例に係る診断は頸動脈やその他の動きのある器官に対しても同様に有効で、広範囲の症例に適用される。さらに、心臓に電気刺激や運動負荷を与える必要もないから、患者の不快感も排除される。

【0052】さらに、上述した考え方をさらに展開させた実施例を以下の第9～第11実施例に基づいて説明する。

【0053】第9実施例を図16、図17に基づいて説明する。この実施例は表示方法をより改善したものであ

12

20

30

40

50

る。前述した如く、基準座標点を中心として設定される放射状の各部位（放射状のラスタ又はこのラスタによって決まる放射状のブロック：図16（a）では部位数＝4：①～④の4つを例示）が設定され、この各部位毎の運動の特徴量が同図（b）のように得られる。そこで、速度データ処理部26は、これらの特徴量を3次元のワイヤフレーム表示可能なデータにリアルタイムで形成し、この画像データを表示器19に送る。これにより、表示器19には図17に示すように3次元のワイヤフレーム表示の画像（図中、奥行き方向は各部位の位置を示す）が得られる。したがって、このワイヤフレーム表示の画像によって運動状態を視覚的に理解し易くなる。

【0054】第10実施例を図18、図19に基づいて説明する。この実施例は上述してきた特徴量として運動速度自体に係る量のほか、速度ベクトルの分散も合わせて考慮したものである。心臓の運動は図18（a）に示すように各時相において同時に収縮又は拡張を繰り返すだけでなく、ときとして、ある時相で同図（b）に示すように、特定の部位の運動が全体運動に逆行するなど、複雑な運動が生じて運動速度ベクトルが乱れる。そこで、速度データ処理部26は、平均速度などの特徴量を演算してカラー付けするほか、運動速度ベクトルの分散を各部位毎に演算し、別のカラー付け（例えば黄色は緑色）を行い、それらの画像データを表示器19に表示させる（図19参照）。これにより、例えば分散の大きい放射状の部位は、黄色や緑色の色調の程度が大きい赤や青のカラーにより、平均速度などと共に表示される。この結果、一つの表示画面で多くの運動情報を得ることができ、優れた診断装置になる。

【0055】さらに、第11実施例を図20に基づいて説明する。この実施例は運動の特徴量として各放射状の部位の運動の加速度を考慮したものである。速度データ処理部26は、心臓短軸像上で各部位（放射状のラスタの部位又は放射状のブロックの部位）の運動の平均速度を演算し、その各部位の平均速度を1フレーム又は数フレーム前の平均速度（それらの速度はメモリに記憶しておき、処理し終わると順次更新する）との間の速度差（運動の加速度）を部位毎に求める。この加速度は、この実施例における特徴量であり、例えば図2記載のフローチャートのステップ53に相当するステップで演算される。この加速度は、例えば上述した平均速度などを特徴量とした場合と同様に白黒又は所定色の色付けに対して輝度変調される。この結果、例えば図20に示す2次元表示画面が得られ、同図において、横軸が時間、縦軸が放射状の演算部位、加速度の大小が輝度の高低として表示される。

【0056】これにより、例えば、器官が正常の場合はその2次元変調画像全体に輝度が低く、局所的に加速度が大きい部分は無いが、異常部位がある場合、その部位は局所的に輝度が高くなって表示される。したがって、

加速度を、器官の運動状態を表す特徴量として使うことができ、特徴量の選択の幅が広がるから、器官の運動を多角的に捕らえ、総合的な診断が下し易くなる。

【0057】

【発明の効果】以上説明したように、この発明によると、基準座標点や放射状の演算範囲を任意に且つ自由な形状で、手動又は自動設定でき、運動の特徴量も平均速度、最大速度、最小速度、分散、加速度などの適宜な量を選択でき、しかも運動の特徴量を数秒間（数フレーム間）、画面横軸（時間軸）方向にリアルタイムにスイープして、また大きさ、方向共に適宜表示できることから、心筋などの器官の動きの変化や時相差などを画面直視により相互に容易に比較できる。このため、虚血性心疾患や心筋症などの心筋収縮・心筋拡張時の正常部位と異常部位の時相差や、心臓内膜と外膜の変位や速度差を容易に診断できる。また、頸動脈やその他の動きのある器官に対しても幅広く有効な診断ができる。さらに数フレーム分の情報を直視できるため、時間方向に変化する疾患の特徴を捕らえやすい。したがって、虚血性心疾患における局所的な収縮機能の低下部位の検出、左室拡張障害の客観的診断、及び刺激伝導系の異常壁運動の位置の広がりなども高精度に且つ迅速に、しかも定量的に診断できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の実施例に係る超音波ドプラ診断装置の一例を示すブロック図。

【図2】第1実施例における速度データ処理部の処理概要を示すフローチャート。

【図3】第1実施例における基準座標点の設定を示す説明図。

【図4】第1実施例におけるROIの設定を示す説明図。

【図5】第1実施例における放射状ラスタの設定を示す説明図。

【図6】第1実施例における座標変換を示す説明図。

【図7】第1実施例における輝度変調の原理を説明する説明図。

【図8】第1実施例における運動の特徴量の時間変化を示す画面図。

【図9】第2実施例における基準座標点の設定を示す説明図。

【図10】第3実施例におけるROIの設定を示す説明図。

【図11】第4実施例における放射状ラスタに対する特徴量演算を示す説明図。

【図12】第5実施例における放射状ブロックに対する特徴量演算を示す説明図。

【図13】第6実施例における放射状ブロックに対する特徴量演算を示す説明図。

【図14】第7実施例における表示例を示す画面図。

【図15】第8実施例における表示例を示す画面図。

【図16】(a)(b)は第9実施例における放射状部位と特徴量の時間変化曲線を示す曲線図。

【図17】第9実施例に係る3次元ワイヤーフレーム表示例を示す画面図。

【図18】(a)(b)は第10実施例における速度ベクトルを示すベクトル図。

【図19】第10実施例に係る速度分散を加味した表示例の画面図。

【図20】第11実施例に係る加速度(運動の特徴量)の時間変化の画面図。

【符号の説明】

10 超音波ドプラ診断装置

11 超音波プローブ

12 装置本体

13 ECG

14 走査パネル

15 超音波送受信部

16 Bモード用DSC部

18 メモリ合成部

19 表示器

20 位相検波部

22 周波数解析部

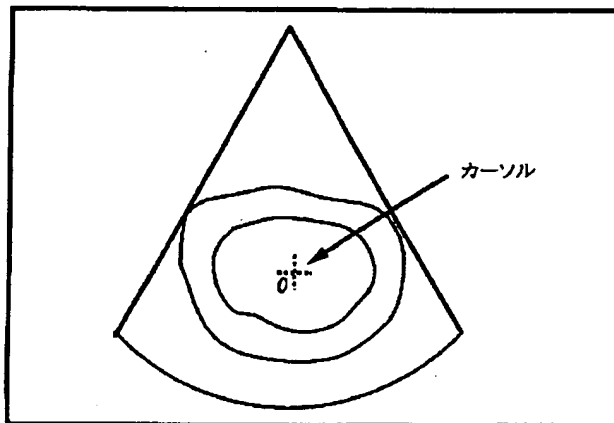
23 ベクトル演算部

24 CFM用DSC部

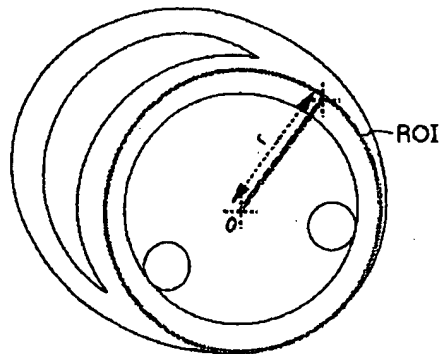
26 速度データ処理部

43 CPU

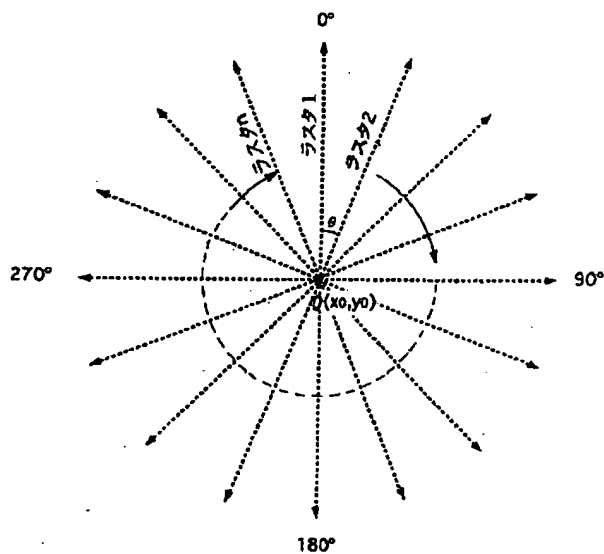
【図3】



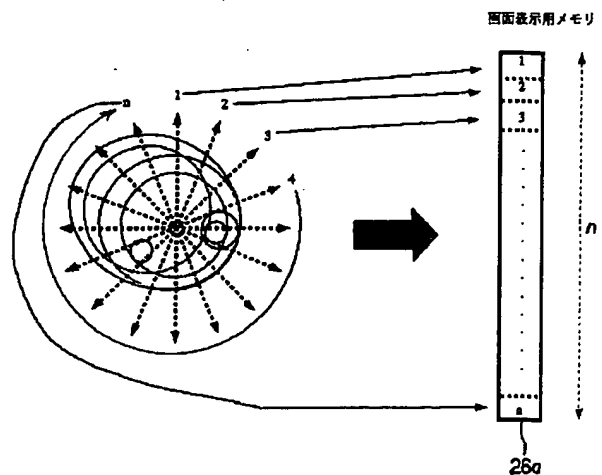
【図4】



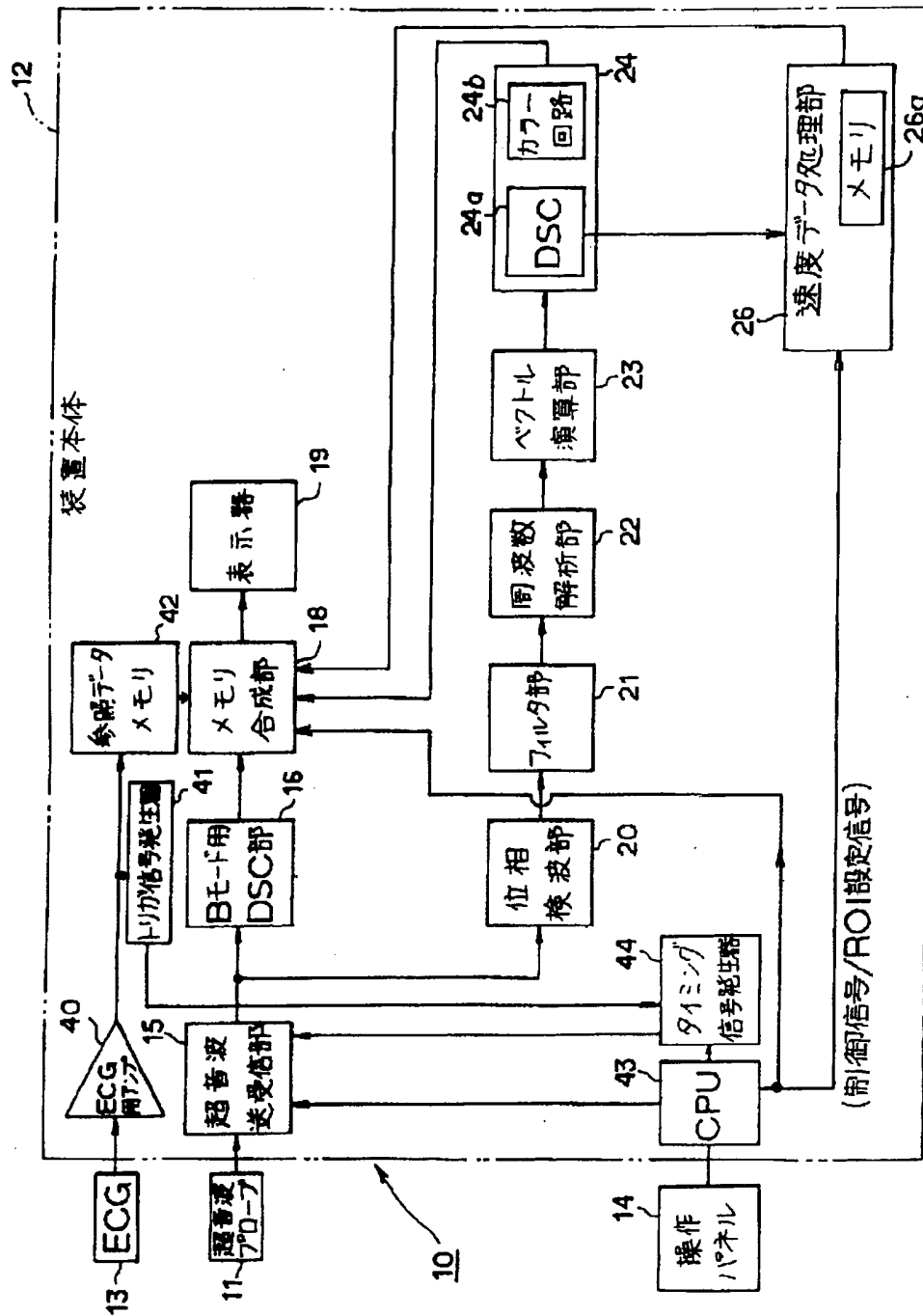
【図5】



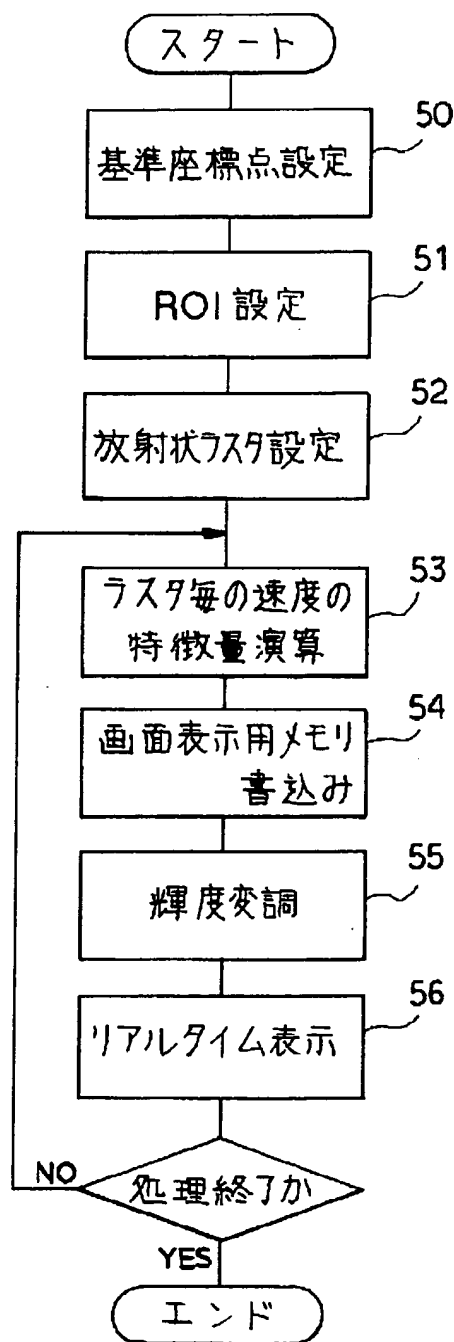
【図6】



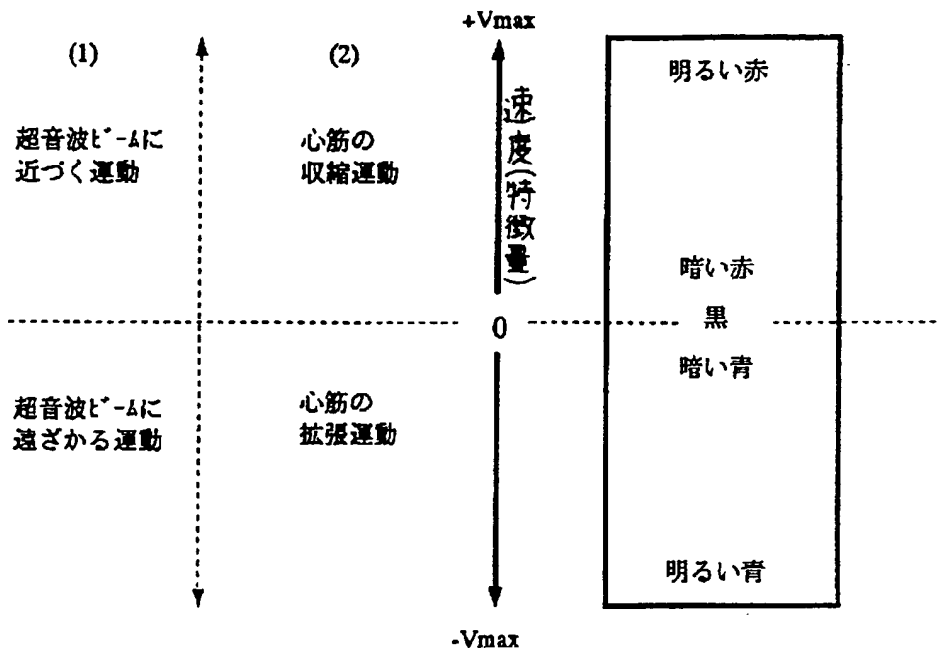
【図1】



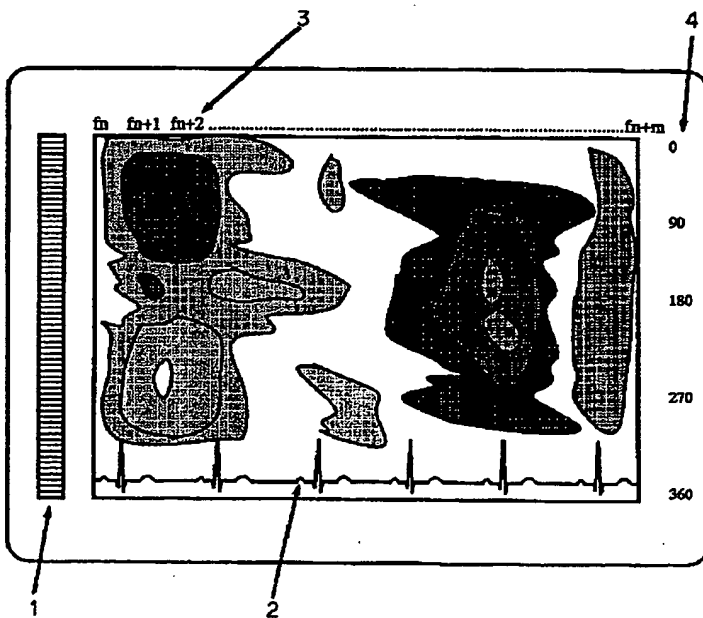
【図2】



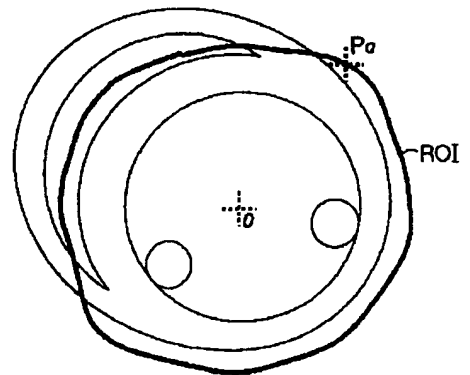
【図7】



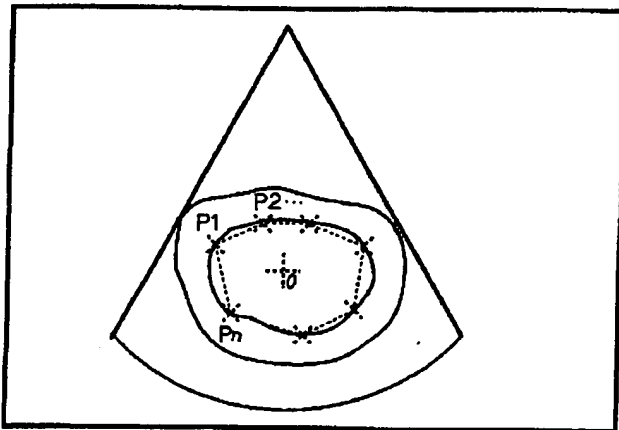
【図8】



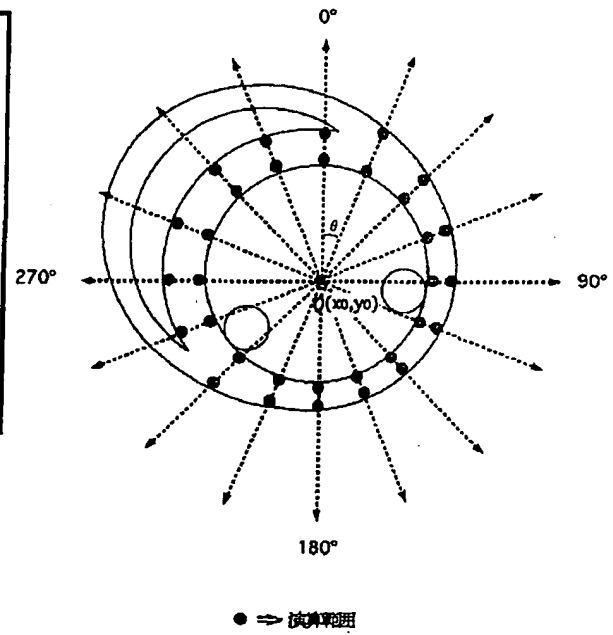
【図10】



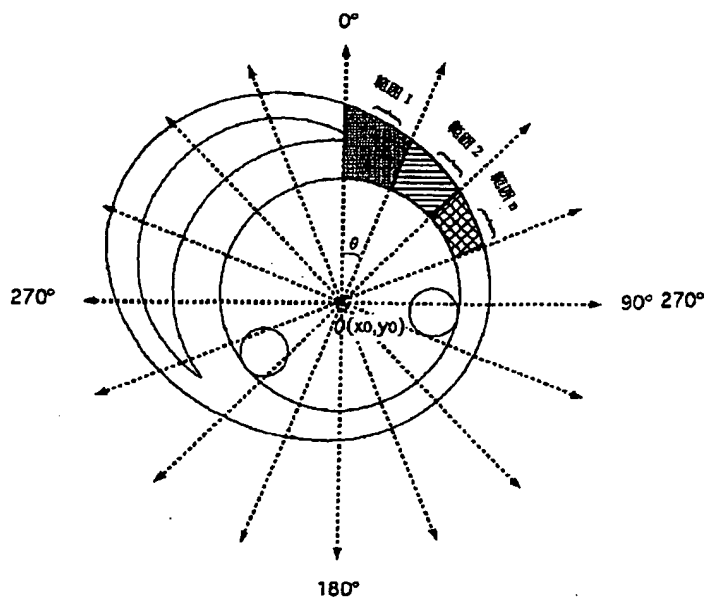
【図9】



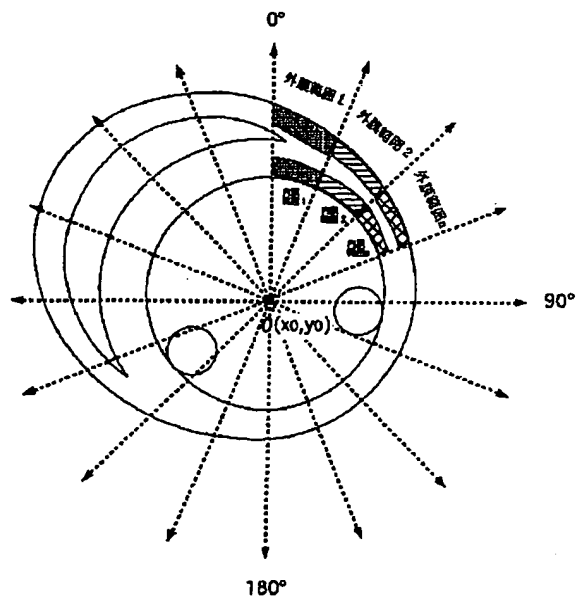
【図11】



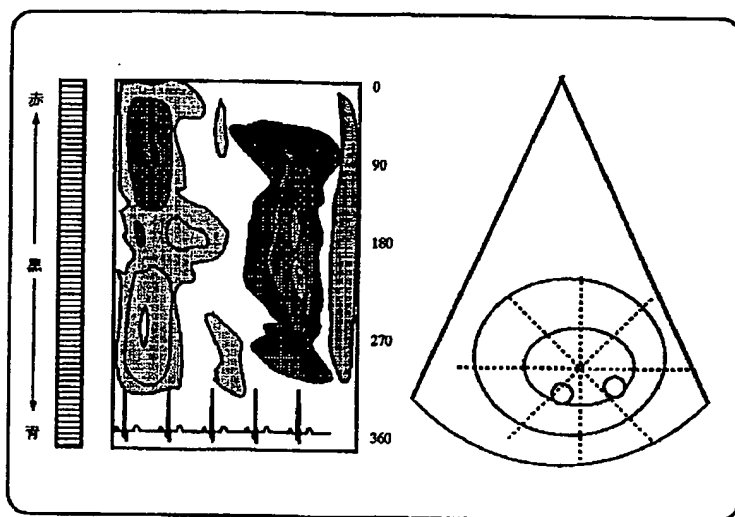
【図12】



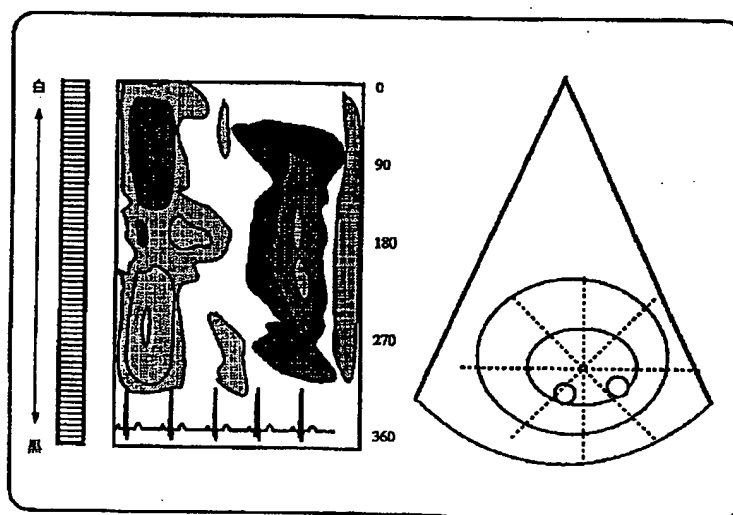
【図13】



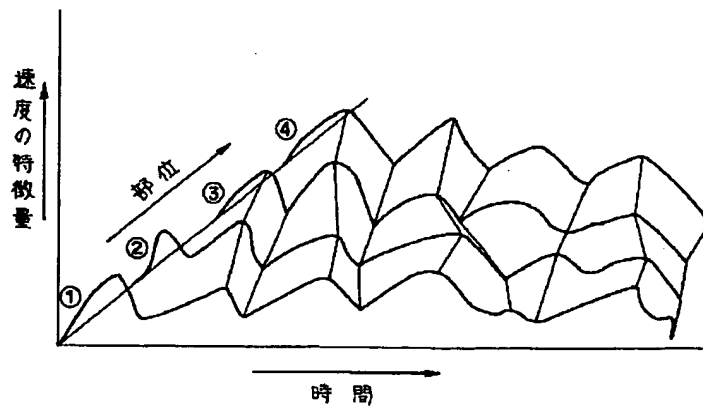
【図14】



【図15】

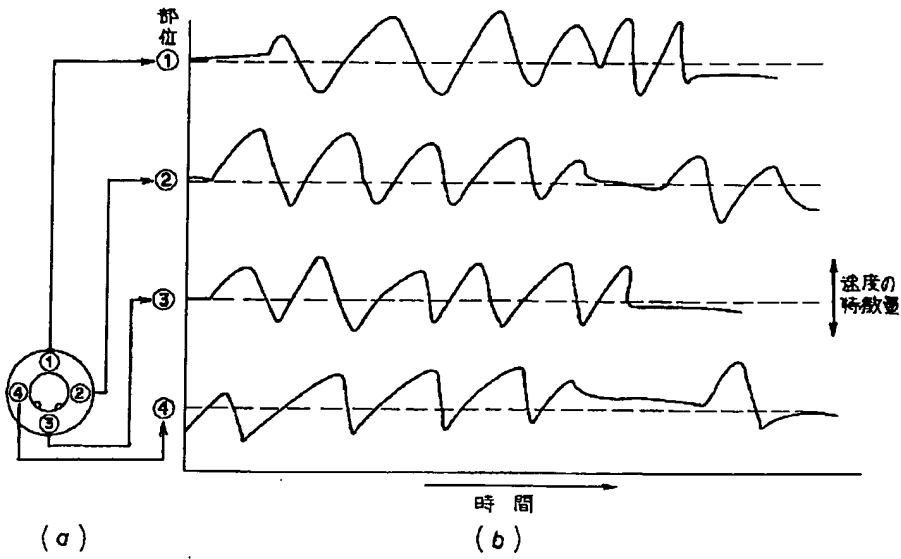


【図17】

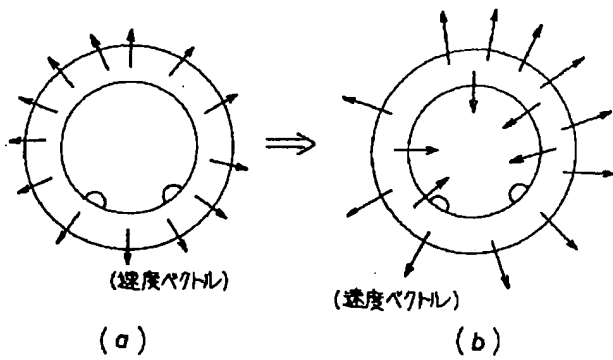




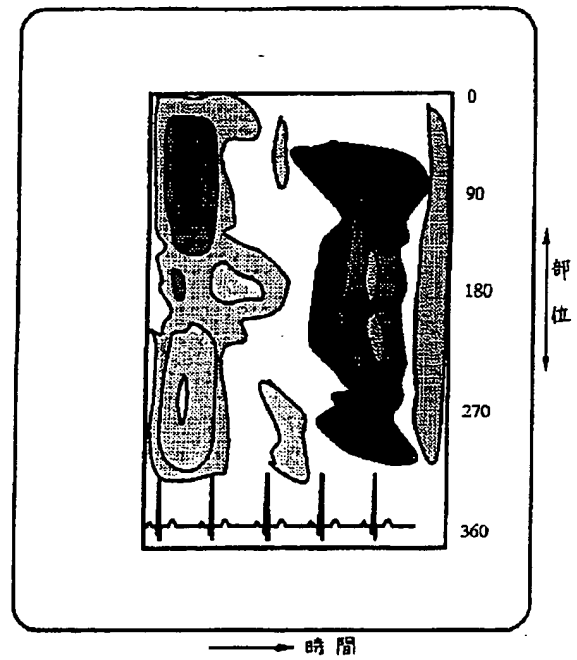
【図16】



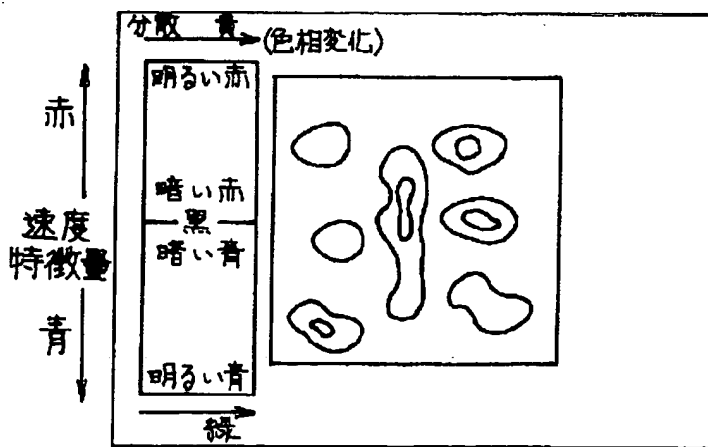
【図18】



【図20】



【図19】



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**